

(19)日本特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表平6-502330

第1部門第2区分

(43)公表日 平成6年(1994)3月17日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I
A 6 1 B 6/03	3 7 7	9163-4C	
A 6 1 N 5/10	M	8718-4C	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 7 頁)

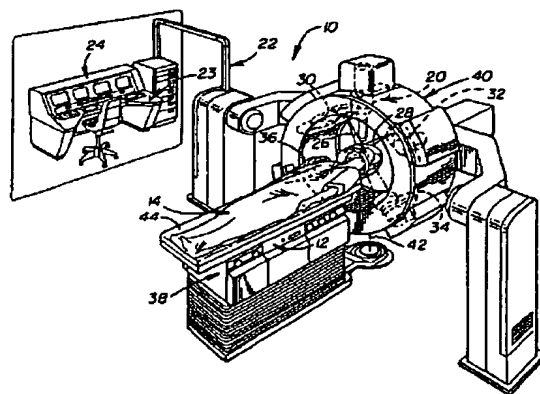
(21)出願番号 特願平3-518600
 (86)(22)出願日 平成3年(1991)10月16日
 (85)翻訳文提出日 平成5年(1993)4月19日
 (86)国際出願番号 PCT/US91/07696
 (87)国際公開番号 WO92/06644
 (87)国際公開日 平成4年(1992)4月30日
 (31)優先権主張番号 600, 501
 (32)優先日 1990年10月19日
 (33)優先権主張国 米国 (US)
 (81)指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LU, NL, S E), GB, JP

(71)出願人 アキュレイ インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州
 95054 サンタ クララ スウィート 101
 ケラー ストリート 3300
 (72)発明者 アドラー ジョン アール
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州
 94305 スタンフォード トルマン ドラ
 イヴ 894
 (74)代理人 弁理士 中村 稔 (外6名)

(54)【発明の名称】 定位固定外科用装置および方法

(57)【要約】

患者(14)内のターゲット(18)を選択的に照射する方法および装置が述べられている。ターゲット周囲の写像領域(16)の3次元写像が提供される。光線発信装置(20)は視準光線を放射する。診断光線(26、28)は互いに公知のゼロではない角度で写像領域を通過する。それらにより、写像領域内の射影の画像が得られる。画像の電子表示を、ターゲット(18)を配置しているそれによる対照データと比較する。視準光線の焦点をターゲット領域上に合わせるようにして、光線発信装置と生体の相対位置を調節する。該比較を短時間間隔で繰り返し、該比較がそのように示したら、必要に応じて視準光線の焦点をターゲット領域(16)に合わせたまま、調節工程を繰り返す。



請求の範囲

1. 生体の少なくとも一部分の3次元写像で、該写像が、ターゲット領域を含みターゲット領域よりも大きい写像領域を包含する写像を作製し；
該写像を対照データとして保存し；
活性化されるとターゲット領域を壊死させるに十分な強度の外科用視準光線を放射する光線発信装置のターゲット領域内に写像領域を有する生体を配置し；
第1および第2の診断用光線を、互いにゼロではない角度になるようにして写像領域に通過させ、第1および第2の射影の各々第1および第2の画像を写像領域内に作製し；
第1および第2の画像を表わす電子画像を作製し；
該第1および第2の電子画像を対照データと比較して、視準光線およびターゲット領域の相対空間位置を表わす位置データを得；
光線発信装置および生体の相対位置を、視準光線の焦点がターゲット領域に合うようにして調節すること；
光線発信装置を、所望量の照射を供給するのに必要な時間活性化状態に保持し；
該比較工程を断続的に繰り返す；および
必要に応じて該調節工程を繰り返して、視準光線の焦点をターゲット領域上に保持することからなる、生体内のターゲット領域を選択的に照射する方法。
2. 調節の繰り返し、比較工程で得られる位置データに応じて自動的に行なわれる、請求の範囲第1項に記載の方法。
3. 該外科用視準光線がX線光線である、請求の範囲第2項記載の方法。
4. 該診断用光線がX線光線である、請求の範囲第3項記載の方法。
5. 該3次元写像がCATスキャン操作から作られ、デジタル形態で保存される、請求の範囲第4項記載の方法。
6. 第1および第2の画像を表わす該電子画像がデジタル形態である、請求の範囲第5項記載の方法。
7. 光線発信装置および生体の相対位置の調節が、生体を実質的に静止させたままにして光線発信装置を移動させることからなる、請求の範囲第6項記載の方法。
8. 総線量を少量の線量に分別すること；
請求の範囲第14項の方法を用いて各分別線量を与えること；および
該分別線量を一定の時間間隔で次々に与えることにより、選択した照射総線量を与えることをさらに包含する、請求の範囲第9項記載の方法。
9. 該ターゲット領域が、対照枠を取付けるための十分な骨構造が存在しない体の位置にある、請求の範囲第19項記載の方法。
10. 写像工程前、写像領域に一つ以上の基準点を設けることをさらに包含する、請求の範囲第9項記載の方法。
11. 該診断用光線がX線光線である、請求の範囲第1項記載の方法。
12. 該3次元写像がCATスキャン操作から作られ、デジタル形態で保存される、請求の範囲第4項記載の方法。
13. 第1および第2の画像を表わす電子画像がデジタル形態である、請求の範囲第5項記載の方法。
14. 光線発信装置および生体の相対位置の調節が、生体を実質的に静止させたままにして光線発信装置を移動させることからなる、請求の範囲第8項記載の方法。
15. 総線量を少量の線量に分別すること；
請求の範囲第14項の方法を用いて各分別線量を与えること；および
該分別線量を一定の時間間隔で次々に与えることにより、選択した照射総線量を与えることをさらに包含する、請求の範囲第9項記載の方法。
16. 該ターゲット領域が、対照枠を取付けるための十分な骨構造が存在しない体の位置にある、請求の範囲第14項記載の方法。
17. 写像工程前、写像領域に一つ以上の基準点を設けることをさらに包含する、請求の範囲第14項記載の方法。
18. 第1および第2の画像を表わす電子画像がデジタル形態である、請求の範囲第12項記載の方法。
19. 光線発信装置および生体の相対位置の調節が、生体を実質的に静止させたままにして光線発信装置を移動させることからなる、請求の範囲第18項記載の方法。
20. 総線量を少量の線量に分別すること；
請求の範囲第14項の方法を用いて各分別線量を与えること；および
該分別線量を一定の時間間隔で次々に与えることにより、選択した照射総線量を与えることをさらに包含する、請求の範囲第9項記載の方法。
21. 該ターゲット領域が、対照枠を取付けるための十分な骨構造が存在しない体の位置にある、請求の範囲第19項記載の方法。
22. 写像工程前、写像領域に一つ以上の基準点を設けることをさらに包含する、請求の範囲第9項記載の方法。
23. 該診断用光線がX線光線である、請求の範囲第1項記載の方法。
24. 該3次元写像がCATスキャン操作から作られ、デジタル形態で保存される、請求の範囲第3項記載の方法。
25. 光線発信装置および生体の相対位置の調節が、生体を実質的に静止させたままにして光線発信装置を移動させることからなる、請求の範囲第24項記載の方法。
26. 第1および第2の画像を表わす電子画像がデジタル形態である、請求の範囲第23項記載の方法。
27. 光線発信装置および生体の相対位置の調節が、生体を実質的に静止させたままにして光線発信装置を移動させることからなる、請求の範囲第1項記載の方法。
28. 総線量を少量の線量に分別すること；
請求の範囲第14項の方法を用いて各分別線量を与えること；
該分別線量を一定の時間間隔で次々に与えることにより、選択した照射総線量を与えることをさらに包含する、請求の範囲第9項記載の方法。
29. 該ターゲット領域が、対照枠を取付けるための十分な骨構造が存在しない体の位置にある、請求の範囲第19項記載の方法。
30. 写像工程前、写像領域に一つ以上の基準点を設けることをさらに包含する、請求の範囲第29項記載の方法。
31. 写像工程前、写像領域に一つ以上の基準点を設けることをさらに包含する、請求の範囲第1項記載の方法。
32. 内部に生体の少なくとも一部分の3次元写像を保存しており、該写像が、タ

法。

8. 総線量を少量の線量に分別し；
請求の範囲第7項の方法を用いて各分別線量を与える；
該分別線量を一定の時間間隔で次々に与えることにより、選択した照射総線量を与えることをさらに包含する、請求の範囲第7項記載の方法。
9. 該ターゲット領域が、対照枠を取付けるのに十分な骨構造が存在しない体の位置にある、請求の範囲第7項記載の方法。
10. 写像工程前、写像領域に一つ以上の基準点を設けることをさらに包含する、請求の範囲第7項記載の方法。
11. 該外科用視準光線がX線光線である、請求の範囲第1項記載の方法。
12. 該診断用光線がX線光線である、請求の範囲第1項記載の方法。
13. 該3次元写像がCATスキャン操作から作られ、デジタル形態で保存される、請求の範囲第12項記載の方法。
14. 光線発信装置および生体の相対位置の調節が、生体を実質的に静止させたままにして光線発信装置を移動させることからなる、請求の範囲第13項記載の方法。
15. 総線量を少量の線量に分別し；
請求の範囲第14項の方法を用いて各分別線量を与える；
該分別線量を一定の時間間隔で次々に与えることにより、選択した照射総線量を与えることをさらに包含する、請求の範囲第14項記載の方法。
16. 該ターゲット領域が、対照枠を取付けるのに十分な骨構造が存在しない体の位置にある、請求の範囲第14項記載の方法。
17. 写像工程前、写像領域に一つ以上の基準点を設けることをさらに包含する、請求の範囲第14項記載の方法。
18. 第1および第2の画像を表わす電子画像がデジタル形態である、請求の範囲第12項記載の方法。
19. 光線発信装置および生体の相対位置の調節が、生体を実質的に静止させたままにして光線発信装置を移動させることからなる、請求の範囲第18項記載の方法。
- ターゲット領域を含みターゲット領域よりも大きい写像領域を包含している、データ保存メモリー；
活性化されるとターゲット領域を壊死させるに十分な強度の外科用視準光線を放射するようになる光線発信装置；
選択的に該光線発信装置を活性化するための手段；
第1および第2の診断用光線を、互いに公知のゼロでない角度になるようにして写像領域に通過させ、写像領域内の第1および第2の射影を表わす各々第1および第2の画像を作製するための手段；
第1および第2の画像を表わす電子画像を作製するための手段；
3次元写像を第1および第2の画像を表わす電子画像と比較して、そこからターゲット領域のリアルタイムの位置を表わすデータを誘導するための手段；
および
必要により、ターゲット領域のリアルタイムの位置を表わすデータに応じて、活性化された視準光線の焦点を断続的にターゲット領域上に合わせるようにして、光線発信装置および生体の相対位置を調節するための手段からなる、生体内の生組織のターゲット領域を選択的に照射する装置。
33. 光線発信装置で作られる外科用視準光線がX線光線である、請求の範囲第32項記載の装置。
34. 診断用光線を写像領域に通過させる手段がX線光線を写像領域に通過させるものである、請求の範囲第33項記載の装置。
35. 3次元写像がCATスキャン操作から作られ、電子データ保存メモリー内にデジタル形態で保存される、請求の範囲第34項記載の装置。
36. 第1および第2の画像を表わす電子画像を作製するための手段が、該画像をデジタル形態で作製するものである、請求の範囲第35項記載の装置。
37. 光線発信装置および生体の相対位置を調節するための手段が、生体を実質的に静止させたままに光線発信装置を移動するものである、請求の範囲第36項記載の装置。
38. 3次元写像がCATスキャン操作から作られ、電子データ保存メモリー内にデジタル形態で保存される、請求の範囲第32項記載の装置。

39. 診断用光線を要する電子シグナルを制作するための手段が、該シグナルをデジタル形態で制作するものである、請求の範囲第38項記載の装置。
40. 光線発生装置および生体の相対位置を調節するための装置が、生体を実質的に静止させたままで光線発生装置を移動するものである、請求の範囲第39項記載の装置。
41. 生体の少なくとも一部分の3次元写像であり、該写像がターゲット領域を含みターゲット領域よりも大きい写像領域を包含する写像を制作し；
写像を参照データとして保存し；
活性化されると直線的に伸延可能な外科的手段をターゲット領域まで伸延させる外科的装置のターゲット領域内に写像領域を有する生体を配置し；
第1および第2の診断用光線を、互いに公知のゼロではない角度であるように写像領域に通過させ、写像領域内の第1および第2の射影を要する各々第1および第2の画像を制作し；
第1および第2の画像を要する電子画像を制作し；
第1および第2の電子画像を参照データと比較して、直線的に伸延している外科的手段とターゲット領域の相対空間位置を要する位置データを得；および直線的に伸延している外科的手段をターゲット領域に向けるようにして、光線発生装置および生体の相対位置を調節することからなる、直線的に伸延可能な外科的手段を用いて生体内のターゲット領域を選択的に線列するための方法。
42. 内部に生体の少なくとも一部分の3次元写像を保存しており、該写像が、ターゲット領域を含みターゲット領域よりも大きい写像領域を包含しているデータ保存メモリー；
活性化されると、直線的に伸延可能な外科的手段がターゲット領域に伸延するようになる外科的装置；
該外科的装置を選択的に活性化するための手段；
第1および第2の診断用光線を、互いに公知のゼロではない角度になるように写像領域に通過させ、写像領域内の第1および第2の射影を要する第1および第2の各画像を制作するための手段；
第1および第2の画像を要する電子画像を制作するための手段；

明 細 書

定位固定ラジウム外科用装置および方法

技術分野

本発明は、例えば定位固定手術を行なうための、好ましくはX線線形加速器を用いた、外科的手段を患者のターゲット領域まで伸延するための装置および方法に関する。加速器からの視準光線は、組織、例えば腫瘍組織を壊死させるのに用いられる。他の具体例として、生検プローブをターゲット領域に伸延させることが可能である。本発明は主に、視準光線、生検プローブまたはその他の外科的手段を適切に線列して、壊死させ、サンプルを除去すべき組織まで伸延させることを確実に行なうことに関する。

技術背景

組織、特に腫瘍組織を壊死させるために定位固定ラジウム外科療法を用いることがよく知られている。通常、この技術は脳手術に用いられているが、患者のそれ以外の体の部位の手術には用いられていない。このように脳手術だけに限定される理由としては、もし壊死させるべきターゲット領域上に光線を適切に向けるか、あるいは該領域上に光線の焦点を合わせる場合、ターゲット領域に対して固定された位置にある放射線不透の外枠を用意する必要がある。該フレームは空間に正確に配置することができ、領域に適切に焦点が合うように患者または光線発生装置の位置を調節しながらフレームおよび照射されるべきターゲット領域を含む体の領域を診断用光線が通過することにより観察されるレチクルが得られる。体の大部分には、そのような枠を容易に取付けるのに利用できる骨構造がない。

定位固定は、中枢神経系のある障害を非常に精度で処置するための神経放射線学的研究より得られる空間情報を用いる神経外科の一領域である。上記したように、通常の定位固定は、限定的な腫瘍および奇形を（放射線医学的研究により）定位および処置するために、対照の枠として患者の頭蓋におじて留められた外枠を用いる。定位固定ラジウム外科療法は、この概念において、定位固定の正確な定位能を高エネルギー放射線源と組み合わせることにより構成される。過去20年にわたり、いくつかの異なるグループが、各種障害を単一の大きな放射線源のフラクションで処置するためにラジウム外科技術を用いてきた。通常の放射線療

3次元写像を第1および第2の画像を要する電子画像と比較して、そこからターゲット領域のリアルタイムの位置を要するデータを誘導するための手段；および

活性化された時、直線的に伸延している外科的手段をターゲット領域に向けることにより、外科的装置および生体の相対位置を、ターゲット領域のリアルタイムの位置を要するデータに応じて調節するための手段からなる、生体内の生組織のターゲット領域を選択的に線列するための装置。

法（ここでは、ターゲット組織およびその周囲にある健康な組織が実質的に等しく放射線にさらされ、健康な組織は放射線損傷に高い抵抗性を有すると期待される。）とは対照的に、そのような操作の背後にある理論的解釈によれば、結局は放射線壊死がターゲットとされる部位で起こるのである。理論上、結果的にはこの操作は標準的な切除手術と同じであるので、ラジウム外科（療法）という用語が造りだされた。絶えず増大するラジウム外科処置の適用リストには、動脈瘤奇形、悪性神経腫、転移性疾患、切除不可能な胆管系腫瘍、および脳幹、下位体および松果体領域などの数種の腫瘍が含まれる。パーキンソン症候群および強迫反応性障害は、ストックホルムの Karolinska Institute において、脳の点在する位置に十分に切られた壊死障害を作り出すことにより処置されている。多くの臨床的な場において、定位固定ラジウム外科療法は最適療法として広く認められている。

放射線を腫瘍の量までできるだけ制限するラジウム外科の原理は、重要かつタイムリーな概念である。一方、新たな科学技術の開発および見いだされている好ましい臨床結果により、現在定位固定ラジウム外科療法の処置を受けている患者数が驚異的に増加している。現時点で正確な数値を出すことは不可能であるが、当分野における専門家による文献および論議の報告によれば、すでに世界的に年間数千人の患者がこの技術による処置を受けていることが示唆されている。そのような定位固定ラジウム外科療法に対して熱意が増大しているにもかかわらず、理論上魅力的なそのような療法の多くを用いることは手段上限定されるので、非実用的なままとなっている。

通常の定位固定ラジウム外科療法は、エネルギーの壊死線量を問題となる疾患と組み合わせているが、これには（放射線源とは無関係に）限度があり、必然的に正常な脳も幾分か放射線照射を受ける。総体的に、照射される脳の量が少ない程、健康な組織の放射線壊死の危険性が少なくなる。理想的な場合、すなわち極めて少量の障害の処置において、正常な組織の許容量はラジウム外科療法の問題ではない。しかしながら、放射線物理学および放射線生物学の理由から、より頻繁に遭遇する大きな障害のラジウム外科処置が問題なのである。照射される組織および量に比例して危険性が増大するので、処置される障害付近の脳の放射線損

死により、定位固定ラジウム外科療法を非常に複雑なものになっている。したがって、定位固定ラジウム外科療法の精度にもかかわらず、大きな単一の放射線線量に対する正常な許容性がしばしば偶然となり、線量および量のバラツキに対して厳しい注意を払なければならない。これは、放射線療法とは関係なくあらゆるラジウム外科技術にあてはまることである。

本発明の装置および方法は、現在利用可能な他のラジウム外科システムに対していくつかの利点を持つ。特に、本発明の装置および方法を用いて、本発明に従って操作すれば、多段階フラクショナルラジウム外科処置（全体の線量を複数の少量の線量に分別し、個別線量を何時間、または何日、何週間もの間隔で照射する。）を行なうことが可能である。その結果、通常の放射線技術を正確な解剖学的定位の外科的原理と合わせた、腫瘍のための新しいタイプのイオン化放射線療法が提供される。健康な組織の放射線壊死を最小限に抑えようとするならば、処置の間、望ましくは何週間もの間、癌をねじで患者の頭蓋に接触したままにしておかなくてはならないので、現在のところ、腫瘍に対する多段階フラクショナル精度放射線処置を達成するための実用的な方法はない。正確な多段階フラクショナル療法を実行可能にするために、現在のところ外科的療法でも放射線療法でも十分に処置されていない多くの腫瘍の処置において本技術を広範囲にわたり適用することが可能である。

より頻りに遭遇する大きな病巣のラジウム外科処置が直面している問題は、本発明の開発に多くの刺激を与えている。通常の定位固定ラジウム外科処置の目的は、ターゲットとなる腫瘍または奇形の全量をあまねく放射線壊死させることであるが、上記放射線物理学および放射線生物学の問題により制限されている。分別化ラジウム外科療法は、本発明の装置および方法を用いて行なうことができるが、それは同様の目的を達成することを意図している。しかし、腫瘍のすぐ近くの正常な組織は本質的にさらにかかりの線量および分別照射を受ける。腫瘍への全放射線線量は壊死を誘導するのに十分高くすることができるが、それでもより少ない放射線を受ける正常組織は細胞が回復するのに十分な時間が必要となる。正常な細胞の細胞速度論と処置される障害との比較は、この問題に係るので関連性があるに過ぎない。正常な細胞が、わずかな量に射出される非常に高い放射線線量にでき

るよりも比較的耐性であることを心に留めておくことは重要なことである。さらに、一つの例では、急性の脳脊髄不可逆性腫瘍および脳腫瘍で死亡した患者にすぐに大きな腫瘍の定位固定照射を行なったことが報告されているので、分別化療法で大きな腫瘍に段階的な照射を誘導する利点もあるに違いない。

分別化ラジウム外科処置の理論上の利点にもかかわらず、定位固定局在の現在の技術はそのようなアプローチを妨げるものである。とりわけ、主な障害は、患者の頭部におじで取付けられる外科が必要であり、それはそのような療法を行なうのに必要とされる数日から数週間にわたり正しい場所に保つ（これがもし不可能でなければ、であるが）ことが実用的ではないことである。本発明は、しっかりと連結された枠を使用しないので、この問題を容易に回避することができる。さらに、本発明のコンピューターで媒介される定位固定ラジウム外科療法は、わずかな改造で、全く未踏査の概念である頭蓋外部のラジウム外科療法への使用の可能性を切り開くものである。過去15年にわたり結核技術の驚くべき開発が行なわれたので、今ではほとんど全ての体の構造を視覚化するための手段が存在し、その結果、当然、定位固定ラジウム外科的腫瘍は非癌腫瘍の処置においても貢献しているに相違ないと思われる。さらに、定位固定ラジウム外科療法はしばしば各手術の代用を提供するので、それを用いることにより社会の大部分が救済されるのであろう。

上記議論から明らかなように、脳手術以外の場所で使用可能であり、所望により実際にリンパ腺などの非腫瘍性組織を切除するために用いることができ、実質的に患者に不便を与えることなく操作し、かつ必要により数日または数週間の全経過時間にわたり点在するフラクショナルに正確に射出される放射線線量が極めて安全に使用できるようにするであろう定位固定ラジウム外科用器械を有することは望ましいことである。

サンプリングを行なうことが可能な患者の腫瘍等の上に直線状に伸延させることができる他の外科的手段、例えば生検プローブを、適切かつ正確に線列することができることも望ましい。

発明の開示

本発明は、上記の問題の一つ以上を克服することについて述べられているもの

である。

本発明の具体例によれば、生体のターゲット領域を選択的に照射する方法が述べられている。該方法は、生体の少なくとも一部分の3次元写像を作製し、該写像が、ターゲット領域を含みそれより大きい写像領域を包含していることよりなる。該写像は参照データとして保存される。生体は、写像領域が、活性化されるとターゲット領域を壊死させるに十分な強度の照射光線を放射する光線発信装置のターゲット領域内になるように配置される。第1および第2の診断用光線は、該光線が互いに公知のゼロではない角度であるようにして写像領域を通過する。該光線は、写像領域内の第1および第2の射影の各々第1および第2の画像を作製するために用いられる。第1および第2の画像を交差する電子画像が作製される。該電子画像を参照データと比較して、照射光線とターゲット領域の相対的な空間位置を要する位置データを得る。光線発信装置と生体の相対位置は、照射光線の焦点をターゲット領域上に合わせるようにして調節される。該比較は短時間の間隔で繰返され、比較がそのように示されたら、必要により、照射光線の焦点をターゲット領域上に合ったままになるようにして、調節工程を繰返す。

本発明のもう一つの具体例によれば、生体内の生組織のターゲット領域を選択的に照射するための装置が述べられている。該装置には、内部に生体の少なくとも一部分の3次元写像を保存しているデータ保存メモリを包含し、該写像が、ターゲット領域を含みターゲット領域よりも大きい写像領域を包含している。活性化されるとターゲット領域を壊死させるに十分な強度の照射光線を放射するようにしている光線発信装置が存在する。該光線発信装置を選択的に活性化するための手段が提供される。第1および第2の診断用光線を、互いに公知のゼロではない角度になるようにして写像領域に通過させ、写像領域内の各々第1および第2の射影の各々第1および第2の画像を写像領域に作製するための手段が提供される。第1および第2の画像からそれを要する電子画像を作製するための手段が提供される。データ保存メモリに保存される3次元写像を、第1および第2の画像を現わし、そこからリアルタイムのターゲット領域の位置を表すデータを誘導するための電子画像と比較するための手段が提供される。必要により、ターゲット領域のリアルタイムの位置を表すデータに応じて、照射光線が活性化

されると連続的にターゲット領域上に焦点が合うようにして、光線発信装置と生体の相対位置を調節するための手段が提供される。

本発明のさらに別の具体例によれば、生体内のターゲット領域を、直線状に伸延可能な外科的手段で選択的に線列するための方法が述べられている。この方法には、生体の少なくとも一部分の3次元写像を作製し、該写像が、ターゲット領域を含みターゲット領域よりも大きい写像領域を包含することからなる。該写像は参照データとして保存される。生体は、写像領域が、活性化されると直線状に伸延可能な外科的手段をターゲット領域に伸延させる外科的装置のターゲット領域内にあるように、配置される。第1および第2の診断用光線は、互いに公知のゼロではない角度になるように写像領域を通過して、写像領域内の第1および第2の射影の各々第1および第2の画像を作製する。第1および第2の画像の各々電子画像が作製される。該電子画像を参照データと比較して、直線状に伸延している外科的手段とターゲット領域の相対的な空間位置を要する位置データを得る。外科的装置と生体の相対位置は、直線状に伸延している外科的手段がターゲット領域を向くようにして調節される。

本発明のさらに別の具体例によれば、生体内の生組織のターゲット領域を選択的に線列するための装置が開示されている。該装置は、内部に生体の少なくとも一部分の3次元写像を保存しているデータ保存メモリからなり、該写像はターゲット領域を含みターゲット領域よりも大きい写像領域を包含する。活性化されると直線状に伸延可能な外科的手段をターゲット領域に伸延するようになる外科的装置が提供される。該外科的装置を選択的に活性化するための手段が提供される。第1および第2の診断用光線を、互いに公知のゼロではない角度となるようにして写像領域に通過させ、写像領域内の第1および第2の射影の各々第1および第2の画像を作製するための手段が提供される。第1および第2の画像の各々電子画像を作製するための手段が提供される。3次元写像を、第1および第2の画像を現わし、そこからターゲット領域のリアルタイムの位置を表すデータが誘導される電子画像と比較するための手段が存在する。ターゲット領域のリアルタイムの位置を表すデータに応じて、直線状に伸延している外科的手段が活性化されるとターゲット領域に向くようにして、外科的装置と生体の相対位置を調節するた

め的手段が提供される。

上記で述べられている装置および方法は、先行技術の定位固定ラジウム外科的方法および装置から見て、いくつかの利点を有する。まず第1に、外枠を全く必要とせず、該枠は3次元写像に置き換えられている。第2に、枠は患者の体に取付けが必要がないので、感染の可能性だけでなく、枠による痛みもなくなる。第3に、定位固定ラジウム外科療法は、事實上患者の体のあらゆる部分で用いることができる。第4に、定位固定ラジウム外科療法の操作は、分別化された方法で、必要により、または所望により、希望するだけの時間、例えば数日間または数週間にわたり、簡便かつ正確に行なうことができる。

図面の簡単な説明

本発明は、図面を参照することにより、より良く理解されるであろう。図面において、全体を通して同じ番号は同じ部分を示すものである。

第1図は、本発明による装置の一つの具体例を等角投影図法で示すものであり；

第2図は、本発明の診断用X線の結像および加算器の焦点を合わせる様子を概略的に示すものであり；

第3図は、本発明による装置のもう一つの具体例を第1図と同様の観点から示すものであり；さらに

第4図は、本発明の具体例によるシステムの構成図を概念的に示すものである。

本発明を実施する最良の形態

本発明は、定位固定ラジウム外科装置10（第1図に図示されている具体例）を提供するものである。

本発明によれば、データ保存メモリが提供される。データ保存メモリはデータプロセッサ12またはディスクまたはテープ保存ユニット13などの補助装置内におくことができる（第4図）。マイクロプロセッサ12または保存ユニット13は内部に主体、すなわち患者14の少なくとも一部分の3次元写像を保存している。保存ユニット13が存在する場合には、3次元写像（通常はデジタル形態である）は一般に、比較する目的でマイクロプロセッサ12内に負荷される。写像は、選択的に照射される患者のターゲット領域18を含みターゲット領域18よりも大きい写像領域16を包含する（第2図参照）。第2図の写

像領域16は本質的には患者14の頭蓋15の一部であり、そのため骨構造は線列対照として役立つように存在している。所望により、3つ以上の基準点19を差し込むことが可能であり、その場合、線列対照として骨構造を含むものは必要ない。これは面を配置するために必要だが、体の骨のほとんどは線列対照であることが望ましく、あるいはそうであることが必要である。

3次元写像は通常の技術により得ることができる。例えば、この写像を得るためのCATスキャン（CT）、あるいはこの写像を得るための磁気共鳴結像（MR）を用いることができる。よく知られているように、CTまたはコンピュータ化された断面投影法はX線光線の透視吸着の測定を通して作動し、フーリエ変換により得られるデータを処理するものである。また、MRは核磁気共鳴特性を利用して3次元写像を得るものである。この両操作を行なうための装置は商業的に入手することができる。さらに、データはデジタル化された形態で得ることができ、それによりただちにメモリーユニット13および/またはマイクロプロセッサ12に保存することができる。

活性化されるとターゲット領域18を壊死させるに十分な強度の外科用イオン化視準光線を放射する、光線発生装置20が提供される。利用できる光線発生装置の一つは線形加速器、好ましくはX線線形加速器の類であるが、他のイオン化放射線源を用いることも可能であろう。そのようなX線装置は商業的に入手可能である。それは、A. E. Jones および J. R. Cunningham、1974、Charles C. Thomas、出版人、Springfield、Illinoisによる“The Physics of Radiology”、第3版、第5版などのいくつかのテキストにも記載されている。無線周波はパワー源、変調器およびパワーチューブにより作られ、波導管22を通して加速器20に送られる。波の速度は該チューブを通過するときに増加する。

電子は長いメーターチューブ内で、例えば6 Mev のエネルギーが与えられる。電子は、所望の方向に視準化された光線の中でX線が作られるターゲットに衝突できる。そのような装置は、例えば Varian などの各種製造元より入手可能である。好ましい装置であるX線線形加速器は、サイズが比較的小さいことおよび比較的軽量であることが好ましい理由であり、Schonberg Radiation Corporation、

Santa Clara、Californiaにより製造され、MINACという商標名で販売されている。

スイッチ、例えばコントロールコンソール24上のスイッチ23のオペレータ活性化において、光線発生装置20が活性化される。

本発明によれば、また第1図および第2図で図示されているように、写像領域の射影を提供するのに十分な程度横方向に伸延可能な第1および第2の診断用光線26および28を、写像領域16に通過させるための手段が提供される。第1および第2の診断用光線26および28は、互いに公知のゼロでない角度になっている。第1図および第2図で図示されているある具体例において、光線26および28は互いに直交している。しかしながら、ゼロでない限り如何なる角度も用いることができる。光線26および28は、診断用X線発生装置30および32により各々発生される。第1図および第2図の具体例における各画像受信器34および36は画像増幅器であり、光線26および28を受けて、得られる電気信号を所望により増幅させながら、3次元写像と比較される場所であるマイクロプロセッサ12に通過させる。

第4図に示されるように、画像受信器34および36はマイクロプロセッサ12に接続される。該画像受信器34および36はそれ自身デジタル信号を提供することができるか、または、画像受信器34および36により検知され写像領域16の2つの異なる平面領域を被写体写像領域16の（デジタル形態の）3次元写像とデジタル模式で比較できる場所であるマイクロプロセッサの一部またはそれと共同するものとして、A/Dコンバーターを存在させることができる。通常の幾何学的計算技術を用いることにより、照射されるべきターゲット領域18の正確な位置が十分わかる。

ターゲット領域18のリアルタイムの位置を表わすデータに応じて、必要により、視準光線が活性化されると連続的にターゲット領域18上に焦点が合うようにして、光線発生装置20と患者14の相対位置を調節するための方法が提供される。第1図に図示されるある具体例において、光線発生装置20、診断用X線発生器30および32、および画像受信器34および36が、通常の操作台38を昇降させるため

の装置、それを軸42のまわりを回転させるための装置および操作台38の上部44を縦に伸延している軸のまわりに傾けるための装置（全て第2図の矢印によって図示されている）と共に取付けられているガントリー40からなる。ガントリー40と患者14の相対位置の広範囲な調節により、光線発生装置20を患者のまわりに360°回転させて視準光線が通過する健康な組織を避けるか、視準光線の焦点を連続的にターゲット領域18に合わせることが可能になる。これまでの装置は約180°の回転に制限されていた。一般に、患者14を比較的静止させたままにし、ガントリー40を移動させることが好ましい。

第3図は、本発明によるもう一つの装置の具体例を図示するものであり、そこではガントリー40が剛性化されているので操作台138を移動させる必要がある。

第3図の具体例において、光線発生装置120は6本の運動軸を有するプロセッサ制御可能ロボットアーム駆動装置46により支持および配置されており、そこで光線発生装置120は患者の体のまわりを上下左右へと自在に動くことができる。そのようなロボットアーム駆動装置は、例えば Santa Fe Springs、Californiaの GNF Robotics から商業的に入手することができ、DS-420の名称で販売されている。そのような装置を用いて、処置部位、すなわちターゲット領域上に、実質的に如何なる方向からでもイオン化視準放射線の目標を定めることができる。このように、この具体例により、視準光線は、先行技術の装置を用いた場合よりもずっと短い時間で健康な組織の如何なる特定領域も通過することができる。

第3図の具体例において、第1および第2の診断用光線126および128を写像領域に通過させるための手段は、例えば天井（図示せず）に恒久的に取付けることができる一対のX線発生器130および132と同様のものである。適切な画像受信器134および136は、患者14の写像領域16内の第1および第2の射影の各々第1および第2の画像を表わす電子画像を得るために役立つ。電子画像はマイクロプロセッサ12を通過し、画像自身がすでにデジタルである場合にはA/Dコンバーターを通過させ、そこで比較を行なうことができる。信号はそこでマイクロプロセッサ12により発生され、光線発生装置120の位置を調節して、それが作りだす外科用視準光線の焦点を確実に照射されるべ

きターゲット領域18上に合わせるロボットアーム機械装置46の配置を制御する。

第4図は、第1図または第3図の装置を制御できる処理操作をシステムのプロセッサ12のプログラム形式で図解している。3次元写像は写像領域16を包含するが、それは例えばテープ駆動装置13内のテープ上に保存される。画像受信器34、134、および36、136からのシグナルはプロセッサ12に移る。プロセッサ12からの制御シグナルは画像受信器34、134および36、136および/または診断用X線発生装置30、130および32、132に戻って、所望の時間間隔で、あるいはオペレーターコマンドでそれらを活性化して(全て第4図に図示されている)。プロセッサ12からのシグナルは、ロボットアーム機械装置46またはジンバル40に移り、こうしてその配置を、配置状態がプロセッサ12に戻されていることを示すジンバル40またはロボットアーム機械装置46から戻ってくるシグナルで制御している。光線発生装置20、120は通常、ターゲット領域18上に適切に焦点を合わせた場合のみプロセッサ12により活性化され、通常それ以外では活性化されない。しかしながら、患者14の非ターゲット領域の照射時間が非ターゲット組織の放射線曝露を防ぐように十分制限されている限り、光線発生装置20、120をそのままにしておくことが可能である。選択された如何なる方向からでも視準光線の目標をターゲット領域に定めることができ、こうして複数の方向から照射する能力が与えられる。オペレーター制御は、オペレーターディスプレイ48を含むオペレーター制御コンソール24により得られる。例中のプロセッサ12および光線発生装置20、120の操作を必要としない安全運動装置50も提供される。

基本的に、画像受信器34、134および36、136は、選択された時間間隔により分離される画像を提供し、これらの画像は、通常テープ駆動装置13からプロセッサ12内に負荷されているCTスキャンを用いてプロセッサ12内で比較され、必要によりジンバル40またはロボットアーム機械装置46の位置を調節して、光線発生装置20、120により発生される視準光線の焦点が患者の写像領域16内のターゲット領域18上に合うように保持する。望ましくは、ジンバル40またはロボットアーム機械装置46は、視準光線の焦点をターゲッ

ト領域18上に合わせたまま、連続的または段階的に移動させることができ、したがって光線の通路に存在するあらゆる危険な組織がイオン化放射線にさらされる程度を最小限に抑えられる。

一般に、本発明の装置および方法は実質的に体のあらゆる部分において利用することができることに注目すべきである。骨が全く存在しない領域において、ターゲット領域18を配置することができる必要なマーカーを与えるために、人工の標識点となるような3つの基準点19を挿入することが必要であろう。それらが空間配置の方向指示を与えるよう作られる場合、および/または1つ以上の部分的な標識点を与えるに十分な骨が存在する場合には、1つまたは2つの基準点を用いることも可能である。基準点は照射されるべきターゲット領域18の位置を決定するためのより優れた、あるいはより正確なシステムを提供するので、基準点を用いることは、十分な骨が存在する体における位置の設定においてまさに望ましいことである。

さらに、本発明の具体例によれば、視準光線は、線列および伸縮可能な唯一の延伸伸縮外科的手段であることを認めるべきである。例えば、本発明によれば、生検プローブまたは他の如何なる所望される外科的手段を同様に線列し、用いることができる。したがって、ここで用いられる直線状伸縮外科的手段という用語は、該手段が手術用または診断用の医学的目的に有用であるかぎり、全てのそのような手段を包含し、実質的な線列、光線等を含むことを意味する。

本発明の方法は、上記で述べられている装置およびその操作の記載から大體理解されるであろう。さらに、多段階フラクショナル固定放射線装置が、非常に高い精度で、しかも患者14に痛みも不便を与えることなく容易に行なうことができることに注目すべきである。このように、放射線の所望線量をフラクショナルに分けて、非ターゲット組織が過度に照射にさらされることはなく、所望の総放射線量のこれらのフラクショナルを長時間にわたり一度で処理できる。また、処置には、写像の前に、視準光線の焦点を正確に合わせるのを補助するための基準点の挿入を包含できることに注目すべきである。さらに、本方法は、基準点を用いるための十分に固定している骨構造が存在しない体の領域でも行なうことができる。

皮膚上の利用分野

本発明は、患者内のターゲット領域18を照射するための装置および方法を提供するものである。該装置および方法は、処置中の患者の移動が使用されるべきX線光線の焦点合わせを防がないものである。レチクルを得るための外障を体に取り付ける必要はなく、患者の痛みおよび感染の危険性は最小限に抑えられる。また、本発明の装置および方法を用いることにより、頭部以外の体の領域が容易に処置できる。

本発明は特定の具体例と関連させて記載されているが、さらに変更することが可能であること、およびこの適用が、一般に本発明の原理に従った、かつ本発明が属する当業者にとって公知となるかあるいは通例的に実施されるようになり、上記の本質的な特徴に於ては、本発明の範囲内および添付の請求の範囲の範囲内にあるような本開示からの新たな発明を包含する本発明のあらゆる応用、使用、または適用を網羅するものであることが理解できるであろう。

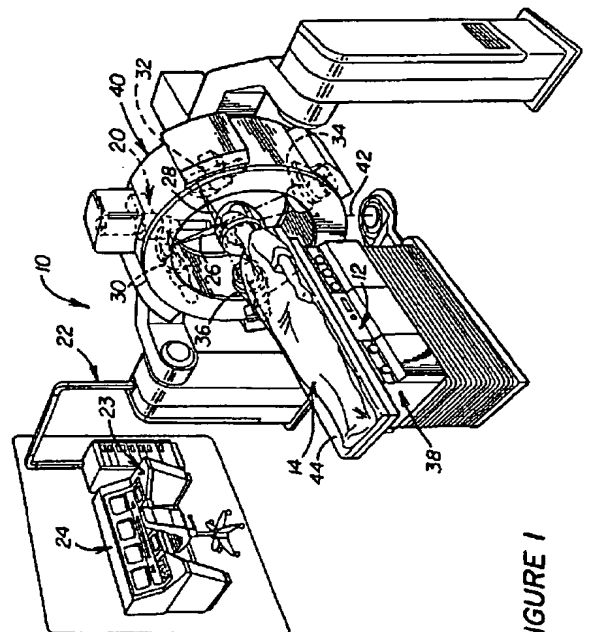
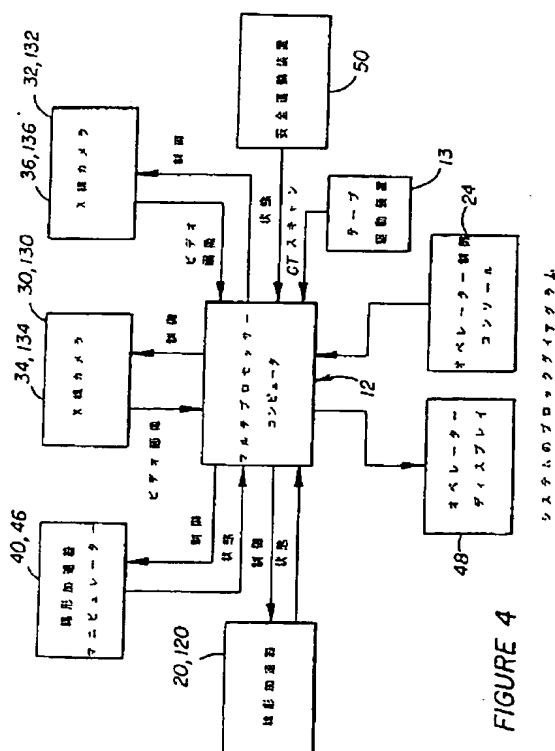
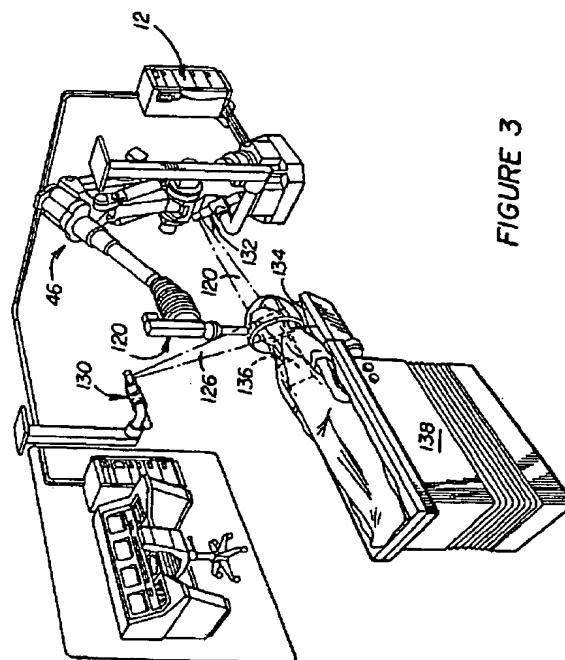
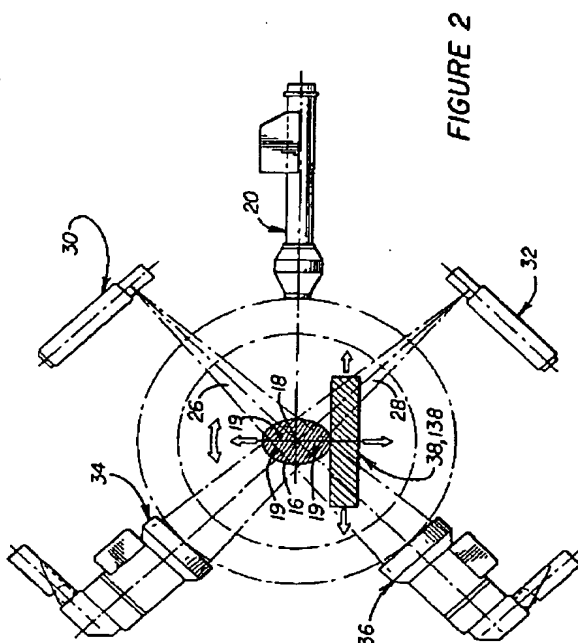


FIGURE 1

[illegible]